

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Problem Image Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

(54) BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

(52) **Patentschrift**  
(51) **DE 31 16 387 C2**

(51) Int. Cl. 3:

**A61B 5/02**

(3)

(52) Aktenzeichen: P 31 16 387.4-35  
(52) Anmeldetag: 24. 4. 81  
(52) Offenlegungstag: 11. 11. 82  
(52) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: 10. 11. 83

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

(53) Patentinhaber:

Asulab AG, 2502 Biel, CH

(54) Vertreter:

Henkel, G., Dr.phil.; Feiler, L., Dr.rer.nat.; Hänsel, W.,  
Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 8000 München

(55) Erfinder:

Hatschek, Rudolf A., Dr.phil.nat., 1700 Fribourg, CH;  
Bernau, Werner, Dr.phil., 2000 Neuchâtel, CH

(56) Im Prüfungsverfahren entgegengehaltene  
Druckschriften nach § 44 PatG:

DE-OS 30 14 219  
US 34 50 131

(54) Verfahren zum Massen des Blutdrucks einer Person und Blutdruckmeßeinrichtung

DE 31 16 387 C2

Fig. 1

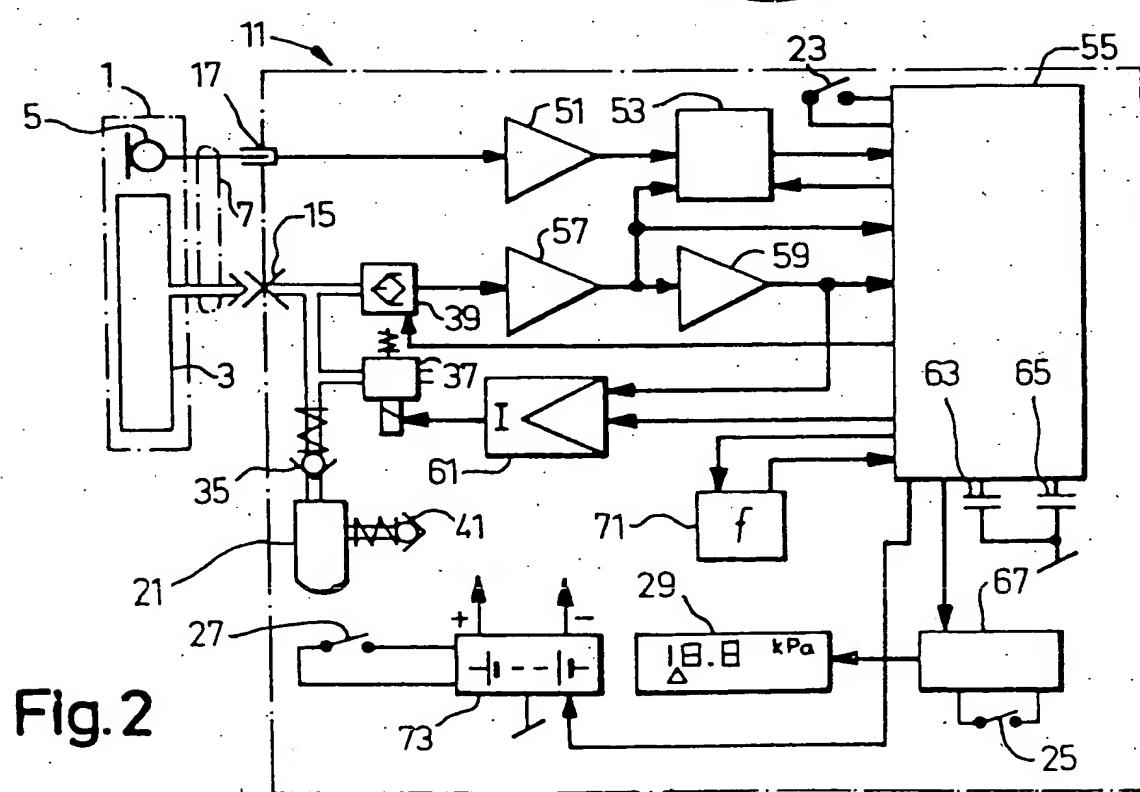
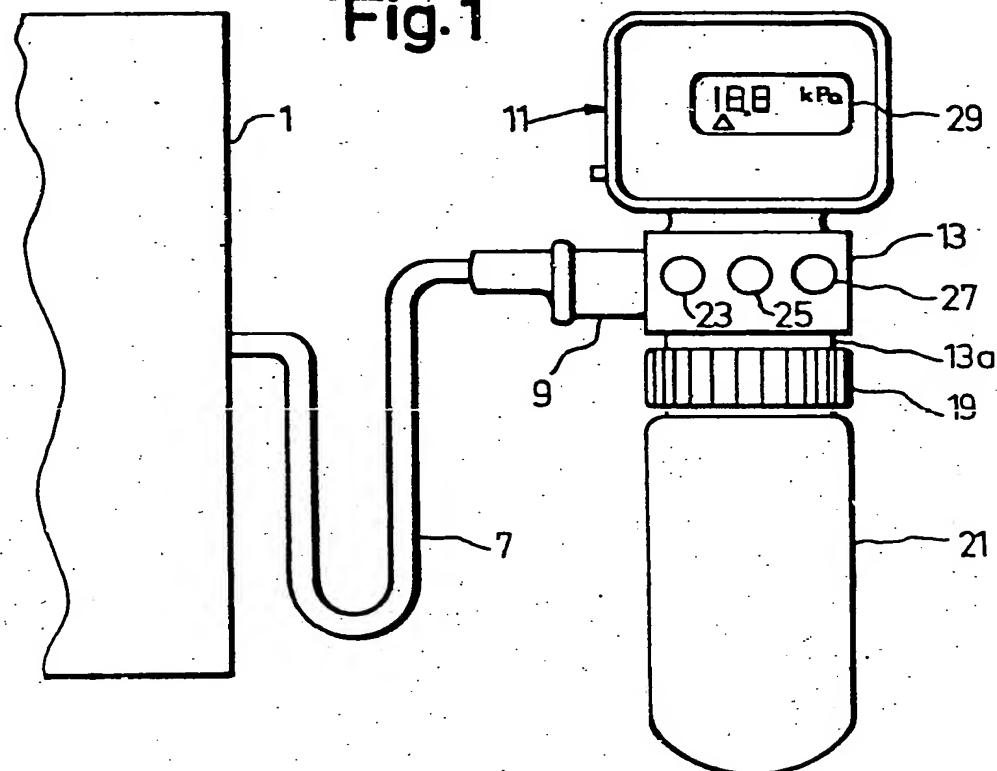


Fig. 2

## Patentansprüche:

1. Verfahren zum Messen des Blutdruckes einer Person mittels einer an einem Glied von dieser befestigten Manschette mit einer deformierbaren Kammer, die ein Gas mit einem ersten Druck enthält, wobei die folgenden Schritte durchgeführt werden:

- man senkt den in der Kammer herrschenden Druck vom genannten ersten Druck bis auf einen zweiten Druck,
- während dieser Drucksenkung ermittelt man die in einem Gliedbereich, in dem die Manschette angeordnet ist, erzeugten Töne und man verwertet diejenigen dieser Töne, deren Intensität einen gewissen Schwellwert übersteigt,
- und man mißt den in der Kammer vorhandenen Druck bei der ersten und letzten Verwertung eines Tones,

dadurch gekennzeichnet, daß man mindestens für die erste Verwertung eines Tones einen Schwellwert ( $U_R$ ) verwendet, dessen Größe mit dem in der Kammer (3) herrschenden Druck durch eine Funktion verknüpft ist, gemäß der der Schwellwert ( $U_R$ ) mit abnehmendem Druck ( $p$ ) abnimmt.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß man mindestens für die erste Verwertung eines Tones einen Schwellwert ( $U_R$ ) verwendet, der sich am wesentlichen linear mit dem in der Kammer (3) vorhandenen Druck ändert.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß man bei einer andern als der ersten Verwertung eines Tones einen Schwellwert ( $U_R$ ) verwendet, dessen Größe von der Intensität von mindestens dem unmittelbar vorher verwerteten Ton in einer Weise abhängig ist, bei der der Schwellwert ( $U_R$ ) mit wachsender Tonintensität ansteigt.

## 4. Blutdruckmeßeinrichtung mit

- einer zum Befestigen an einem Glied einer zu untersuchenden Person bestimmten Manschette, die eine deformierbare Kammer aufweist,
- Druckerhöhungsmitteln zum Erhöhen des in der Kammer herrschenden Gas-Druckes,
- Drucksenkungsmitteln zum Senken des genannten Druckes,
- Druckmeßmitteln zum Erzeugen eines ein Maß für den genannten Druck gebenden Druck-Signals,
- Schallerfassungsmitteln, um für jeden in einem die Manschette enthaltenden Bereich erzeugten Ton ein diesen darstellendes Ton-Signal zu erzeugen,
- Mitteln zum Festlegen eines Schwellwertes,
- Verwertungsmitteln um ein Verwertungs-Signal zu erzeugen, wenn die Größe eines Ton-Signals den Schwellwert übersteigt, und
- Steuermitteln, die auf die genannten Druck- und Verwertungs-Signale ansprechen, indem sie diejenigen Druckwerte messen und speichern, die von den beim ersten bzw. letzten Verwertungs-Signal erscheinenden Druck-Signalen dargestellt sind,

dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel (105, 107,

109, 111, 113, 115, 117, 119, 121, 123) zum Festlegen eines Schwellwertes ( $U_R$ ) den Schwellwert ( $U_R$ ) während einer Zeitspanne, die sich mindestens bis zum Auftreten des ersten, den Schwellwert ( $U_R$ ) überschreitenden Ton-Signals ( $U_K$ ) erstreckt, abhängig von der Größe des Druck-Signals ( $U_p$ ) in einer Weise steuern, bei der der Schwellwert ( $U_R$ ) mit abnehmendem Druck ( $p$ ) kleiner wird.

5. Blutdruckmeßeinrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel (105, 107, 109, 111, 113, 115, 117, 119, 121, 123) zum Festlegen des Schwellwertes ( $U_R$ ) zudem derart auf jedes wirksame Ton-Signal ( $U_K$ ) ansprechen, dessen Größe den momentanen Schwellwert ( $U_R$ ) übersteigt, daß der Schwellwert ( $U_R$ ) bei zunehmender Größe dieses wirksamen Ton-Signals ansteigt.

6. Blutdruckmeßeinrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel (105, 107, 109, 111, 113, 115, 117, 119, 121, 123) zur Festlegung des Schwellwertes ( $U_R$ ) auf das genannte, wirksame Ton-Signal ( $U_K$ ) ansprechen, indem sie den Schwellwert ( $U_R$ ) erhöhen und mit einer ersten Zeitkonstante gegen einen ersten Grenzwert streben lassen und den Schwellwert ( $U_R$ ) beim Verschwinden des genannten Ton-Signals senken und ihn mit einer zweiten Zeitkonstante, die kleiner als die erste Zeitkonstante ist, gegen einen zweiten Grenzwert streben lassen.

7. Blutdruckmeßeinrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der erste Grenzwert, bei im übrigen unveränderten Parametern, von der Größe des Ton-Signals ( $U_K$ ) in einer Weise abhängig ist, bei der der erste Grenzwert mit zunehmender Größe des Ton-Signals ansteigt.

8. Blutdruckmeßeinrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der genannte zweite Grenzwert von dem in der deformierbaren Kammer (3) herrschenden Druck ( $p$ ) in einer Weise abhängig ist, bei der der zweite Grenzwert mit abnehmendem Druck ( $p$ ) abnimmt.

9. Blutdruckmeßeinrichtung nach einem der Ansprüche 5 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel (105, 107, 109, 111, 113, 115, 117, 119, 121, 123) zur Festlegung des Schwellwertes ( $U_R$ ) zudem durch eine äußere Handlung beeinflußbar sind, so daß sie einen Schwellwert aus zwei verschiedenen Schwellwerten auswählen, von denen jeder von der Größe des genannten Ton-Signals ( $U_K$ ) in einer Weise abhängig ist, bei der er mit wachsender Größe des Ton-Signals zunimmt.

55 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Messen des Blutdruckes einer Person nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1 und eine Blutdruckmeßeinrichtung nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 4.

60 Es sollen zunächst einige Bemerkungen zu den verschiedenen Blutdruckmeßverfahren und den dabei auftretenden Problemen gemacht werden.

65 Man unterscheidet zwischen den sogenannten »blutigen« und »unblutigen« Meßverfahren. Bei den »blutigen« Meßverfahren wird eine Nadel in eine Arterie gesteckt und die Arterie direkt mit einem Druckmeßgerät verbunden. Bei diesem »blutigen« Verfahren kann man mit dem Druckmeßgerät direkt den Druck des Blutes messen, so daß dieses Verfahren an sich die

genauesten Werte ergeben sollte. Da jedoch das Einführen einer Nadel in eine Arterie einen unerwünschten Eingriff darstellt, ersetzt man das »blutige« Verfahren soweit als möglich durch »unblutige« Verfahren, bei denen der Blutdruck ohne direkte Verbindung mit dem die Arterie durchströmenden Blut ermittelt wird. Dabei ist man bestrebt, mit dem »unblutigen« Verfahren möglichst ähnliche Meßergebnisse zu erzielen, wie mit dem »blutigen« Verfahren.

Bei einer konventionellen, derzeit von den Ärzten häufig angewandten »unblutigen« Blutdruckmeßmethode wird am Arm der zu untersuchenden Person eine Manschette mit einer deformierbaren, aufblasbaren Kammer befestigt, die mit einer Pumpe, einer Entlüftungsdrossel oder einem Entlüftungsventil und einem Manometer verbunden ist. Bei der Durchführung einer Messung wird die Kammer auf einen über dem erwarteten systolischen Druck liegenden Druck aufgepumpt und danach langsam entlüftet. Während der Entlüftungsphase hört der Arzt mit einem Stethoskop die vom Blut beim Durchströmen einer Arterie erzeugten Geräusche, nämlich die Korotkoff-Töne ab. Die ersten, während der Entlüftungsphase auftretenden Korotkoff-Töne sind relativ leise. Bei der weiteren Druckabnahme steigt die Lautstärke der Korotkoff-Töne auf ein Maximum an und fällt danach ziemlich sprungartig wieder ab, bis die Korotkoff-Töne schließlich ganz verschwinden.

Der in der Entlüftungsphase beim ersten Korotkoff-Ton vorhandene Druckwert wird dann gemessen und als systolischer Druck festgehalten. Ein anderer Druckwert, nämlich der diastolische Druck, wird entweder beim sogenannten vierten oder beim sogenannten fünften Korotkoff-Ton gemessen. Der vierte und der fünfte Korotkoff-Ton unterscheiden sich sowohl durch ihre relative Lautstärke als auch durch ihre Klangfarbe. Als viarter Korotkoff-Ton wird im allgemeinen ein Ton identifiziert, der in der Phase nach dem mehr oder weniger flachen Lautstärke-Maximum auftritt, nach dem die Lautstärke sprungartig abfällt. Der diastolische Druck wird dann entweder beim letzten vor dem sprungartigen Absfall oder beim ersten nach dem sprungartigen Abfall auftretenden Korotkoff-Ton gemessen. Der fünfte Korotkoff-Ton liegt dagegen im Bereich der nach dem vierten Korotkoff-Ton-Bereich auftretenden Töne, wobei der diastolische Druck dann beim letzten noch hörbaren und eindeutig als Korotkoff-Ton identifizierbaren Ton erfaßt wird.

Untersuchungen haben nun gezeigt, daß der beim vierten Korotkoff-Ton gemessene diastolische Blutdruck bei etwa 80 bis 90% der untersuchten Personen etwa 7 bis 15% größer ist als der beim fünften Korotkoff-Ton gemessene Blutdruck. Ein solcher Unterschied ist in Anbetracht der ohnehin kurzzeitig auftretenden Blutdruckänderungen im allgemeinen nicht von Bedeutung. Bei etwa 10 bis 20% der untersuchten Personen ist der beim vierten Korotkoff-Ton gemessene, diastolische Blutdruck jedoch bis zu 70% größer als der beim fünften Korotkoff-Ton gemessene Druck.

In den Ärztekreisen bestehen verschiedene Meinungen darüber, ob der diastolische Druck zur Erzielung einer möglichst guten Übereinstimmung mit dem »blutigen« Verfahren beim vierten oder beim fünften Korotkoff-Ton zu messen ist. Die Ärzte entscheiden dies auch häufig von Fall zu Fall aufgrund bestimmter Kriterien. Durch gewisse Gremien wird aber derzeit empfohlen, den diastolischen Blutdruck beim vierten

Korotkoff-Ton zu messen.

Nun entstehen aber abgesehen von den Korotkoff-Tönen auch noch Störgeräusche. Diese können insbesondere während des Aufpumpvorganges und auch in einem unmittelbar an das Ende des Aufpumpvorganges anschließenden Anfangsintervall der Entlüftungsphase eine große Lautstärke aufweisen. Wenn nun ein Arzt in der Entlüftungsphase die Geräusche mit einem Stethoskop abhört, muß er jeweils unterscheiden, ob es sich um Korotkoff-Töne oder um Störgeräusche handelt. Dies wird noch dadurch erschwert, daß die Lautstärke der ganzen Folge von Korotkoff-Tönen von Messung zu Messung variieren kann, wobei in gewissen Fällen beträchtliche Abweichungen vom Durchschnittswert auftreten können. Ein mit dem Stethoskop arbeitender Arzt benötigt daher viel Erfahrung, bis er aufgrund von weitgehend intuitiven Kriterien auch die leisen Korotkoff-Ton-Signale von Störgeräuschen unterscheiden kann.

Nach diesen allgemeinen Erörterungen sollen nun Einrichtungen besprochen werden, die eine »unblutige« Blutdruckmessung ermöglichen, ohne daß ein Arzt hierzu die Korotkoff-Töne mit einem Stethoskop abhören muß.

Beispielsweise offenbart die US-Patentschrift 34 50 131 eine Blutdruckmeßeinrichtung mit einer mit einer aufblasbaren Kammer und einem Mikrofon versehenen Manschette. Die Kammer ist fluidmäßig mit einem Drucksensor verbunden, der seinerseits elektrisch über verschiedene elektronische Schaltungsmittel mit einem Druckregistriergerät verbunden ist. Das Mikrofon ist über einen Verstärker mit den Eingängen von drei Bandpaßfiltern verbunden, deren Ausgänge über je einen Impulsformer mit je einem Schmitt-Trigger verbunden sind. Diese Trigger erzeugen während der Zeitintervalle, in denen die ihnen zugeführten Signale einen vorgegebenen Schwellwert übersteigen, Rechteckimpulse. Diese Impulse werden dann einer Logik-Schaltung zum Steuern der Druckregistrierung zugeführt.

Beim Durchführen einer Blutdruckmessung wird die Kammer der Manschette auf einen über dem systolischen Druck liegenden Druck aufgepumpt und dann langsam entlüftet. Dabei werden die in einem gewissen Druckbereich erzeugten Korotkoff-Töne durch das Mikrofon in elektrische Signale umgewandelt. Die an die Ausgänge der Trigger angeschlossene Logik-Schaltung ist nun derart ausgebildet, daß sie Signale, die eine 1000 Hz-Komponente aufweisen, als Störgeräusche identifiziert, während sie Signale, die eine 40 und eine 100 Hz-Komponente aufweisen, als Korotkoff-Töne identifiziert. Bei jedem als Korotkoff-Ton identifizierten Signal wird der momentane, vom Drucksensor gemessene Druck im Druckregistriergerät registriert. Der erste registrierte Druckwert entspricht dann dem systolischen und der letzte registrierte Druckwert dem diastolischen Druck. Dabei ist im übrigen die Möglichkeit erwähnt, noch eine zusätzliche Schaltung vorzusehen, die so beschaffen ist, daß nur gerade der systolische und der diastolische Druck registriert werden.

Bei der aus der US-Patentschrift 34 50 131 bekannten Blutdruckmeßeinrichtung wird also der kleinste Druck, bei dem noch ein Korotkoff-Ton auftritt als diastolischer Druck gemessen.

Dabei wird das Vorhandensein eines Korotkoff-Tones dadurch festgestellt, daß die entsprechenden elektrischen, die Bandpaß-Filter passierenden Ton-Si-

gnale einen gewissen Schwellwert überschreiten.

Bei der Benutzung der aus der US-Patentschrift 34 50 131 bekannten Blutdruckmeßeinrichtung erfolgt die Erfassung der systolischen und diastolischen Drücke unabhängig von den individuellen Eigenschaften der untersuchten Person, insbesondere unabhängig von der Lautstärke der ganzen Korotkoff-Ton-Folge. Nun wird angenommen, die Schwellwerte der Trigger seien derart festgelegt, daß Korotkoff-Ton-Folgen mit durchschnittlicher Lautstärke erfaßt werden. Dann kann es jedoch bei extrem leisen Korotkoff-Ton-Folgen geschehen, daß die zu den Triggern des 40 Hz- und 100 Hz-Kanals gelangenden Ton-Signale die Schwellwerte mindestens zum Teil nicht mehr erreichen. Dies führt zu beträchtlichen Meßfehlern oder kann eine Blutdruckmessung überhaupt unmöglich machen. Würden andererseits die Schwellwerte so tief festgelegt, daß auch extrem leise Korotkoff-Töne noch erfaßt werden können, besteht eine große Wahrscheinlichkeit, daß bei Ton-Folgen mit durchschnittlicher oder sehr großer Lautstärke viele Fehler bei der Unterscheidung zwischen Korotkoff-Ton-Signalen und Störgeräuschen entstehen. Des weiteren werden aber auch individuelle Unterschiede im Amplituden-Verlauf der Korotkoff-Ton-Folge nicht berücksichtigt. Dadurch können bei der Blutdruckmessung insbesondere beim Ermitteln der diastolischen Blutdrücke, beträchtliche Meßfehler entstehen.

In einem nicht vorveröffentlichten Vorschlag (vgl. die deutsche Patentanmeldung P 30 14 219) ist nun eine Blutdruckmeßeinrichtung vorgeschlagen worden, die zwei umschaltbare Bandpaß-Filter aufweist. Der Transmissionsfaktor ist bei den beiden Filtern in verschiedener Weise von der Frequenz abhängig und hat im übrigen auch verschiedene Maximalwerte. Diese umschaltbaren Filter ermöglichen, das Meßverfahren innerhalb gewisser Grenzen an die individuellen Eigenschaften einer Person anzupassen und dadurch die Meßfehler zu reduzieren. Vergleichsmessungen an einer größeren Anzahl von Personen haben jedoch gezeigt, daß auch diese Blutdruckmeßeinrichtung bei einem gewissen, wenn auch relativ kleinen Prozentsatz von Personen noch Abweichungen gegenüber den Meßwerten ergibt, die durch erfahrene Ärzte unter Verwendung eines Stethoskops ermittelt wurden. Dabei ergaben sich insbesondere Abweichungen bei Patienten, die in sogenannten Intensiv-Stationen gepflegt werden und bei denen der Blutdruck und/oder der Amplituden-Verlauf der Korotkoff-Ton-Folgen extrem stark von den entsprechenden Eigenschaften durchschnittlicher, gesunder Personen abweichen.

Eine andere, in der Bundesrepublik Deutschland auf dem Markt bekannte Blutdruckmeßeinrichtung weist ebenfalls eine Manschette mit einer aufblasbaren Kammer und einem Mikrofon, ein fluidmäßig mit der Kammer verbundenes Manometer sowie elektronische Schaltungsmittel auf, um bei den einen Schwellwert überschreitenden Korotkoff-Tönen ein Lichtsignal zu erzeugen. Bei dieser Einrichtung sind ein konstanter Anfangs-Schwellwert und ein oberhalb von diesem liegender, ebenfalls konstanter Bezugswert fest vorgegeben. Beim Beginn der Messung hat der Schwellwert zunächst den fest vorgegebenen Anfangswert. Beim ersten Ton-Signal, dessen Amplitude diesen Anfangswert übersteigt, wird der systolische Druck gemessen. Wenn nun die Amplitude eines Korotkoff-Ton-Signales den Bezugswert um einen bestimmten Differenzwert überschreitet, wird der Schwellwert auf einen Wert

erhöht, der näherungsweise gleich der Summe des Anfangswertes und des genannten Differenzwertes ist. (Da die Addition durch eine Kondensatoraufladung erfolgt und mit einer gewissen Zeitkonstante behaftet ist, erreicht der Schwellwert nicht genau die Größe der Summe, sondern einen etwas kleineren Wert.) Danach fällt der Schwellwert zum nächsten Korotkoff-Ton mit einer ungefähr zwei Sekunden betragenden Zeitkonstante gegen den Anfangswert ab. Wenn die Amplitude dieses neuen Korotkoff-Ton-Signales den Bezugswert wieder um einen Differenzwert überschreitet, wird von neuem die Summe Anfangswert plus Differenzwert gebildet. Wenn diese neue Summe größer ist als der momentane Schwellwert, wird der Schwellwert auf den Wert der neuen Summe erhöht. Wenn dies dagegen nicht der Fall ist, fällt der Schwellwert weiter mit der erwähnten Zeitkonstante ab.

Wenn also nacheinander einige Korotkoff-Ton-Signale auftreten, deren Amplitude den Bezugswert übersteigen und sukzessive größer werden, wird der Schwellwert bei diesen Korotkoff-Tönen jeweils sprungartig erhöht, wobei er zwischen den aufeinanderfolgenden Tönen ein wenig absinkt. Der diastolische Druck wird dann beim letzten Korotkoff-Ton-Signal gemessen, dessen Amplitude den momentanen Schwellwert übersteigt.

Wenn dagegen keine Korotkoff-Ton-Signale auftreten, deren Amplitude den Bezugswert überschreiten, bleibt der Schwellwert während des ganzen Meßablaufs gleich dem vorgegebenen Anfangswert.

Die beim Auftreten des ersten und letzten durch einen Korotkoff-Ton erzeugten Lichtsignals vorhandenen Drücke können, von einer Person am Manometer abgelesen und als systolischer- bzw. diastolischer Druck zur Kenntnis genommen werden. Der diastolische Druck wird bei dieser Blutdruckmeßeinrichtung bei einem Ton-Signal ermittelt, der im Normalfall etwa dem vierten Korotkoff-Ton entspricht. Da der Anfangs-Schwellwert für Korotkoff-Ton-Folgen mit ungefähr durchschnittlicher Lautstärke festgelegt ist, kann es auch bei dieser Einrichtung geschehen, daß bei einer Korotkoff-Ton-Folge mit extrem niedriger Lautstärke nur gerade einige wenige, in der Umgebung des Lautstärken-Maximums liegende Ton-Signale den Anfangs-Schwellwert überschreiten. Dies hat zur Folge, daß ein zu kleiner systolischer und ein zu großer diastolischer Druck gemessen wird oder daß überhaupt keine Blutdruckmessung möglich ist.

Würde man den Anfangs-Schwellwert dagegen so niedrig festlegen, daß auch extrem leise Korotkoff-Ton-Folgen noch vollständig erfaßt werden könnten, ergäbe sich eine sehr große Empfindlichkeit auf die Störgeräusche, die zwischen dem Ende des Aufpumpvorgangs und der Erfassung des systolischen Druckes, d. h. dem ersten echten Korotkoff-Ton, auftreten. Es bestände dann nämlich eine große Gefahr, daß bereits ein solches Störgeräusch irrtümlich als erster Korotkoff-Ton verarbeitet wird. Dies ergäbe dann einen zu großen systolischen Druck. Im übrigen besteht bei dieser Blutdruckmeßeinrichtung keine Möglichkeit, den diastolischen Druck statt beim vierten Korotkoff-Ton erst beim fünften Korotkoff-Ton zu erfassen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zum Messen des Blutdruckes einer Person und eine Blutdruckmeßeinrichtung für die indirekte Blutdruckmessung zu schaffen, mit denen sowohl leise als auch laute Korotkoff-Ton-Folgen erfaßt werden können, ohne daß deswegen eine übermäßige Empfind-

lichkeit auf Störgeräusche entsteht.

Diese Aufgabe wird bei einem Verfahren nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1 bzw. einer Blutdruckmeßeinrichtung nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 4 erfundungsgemäß durch die in den jeweiligen kennzeichnenden Teilen dieser Patentansprüche angezeigten Merkmale gelöst.

Zwckmäßige Ausgestaltungen der Erfindung ergeben sich aus den Patentansprüchen 2, 3 und 5 bis 9.

Die Erfindung beruht primär auf der Nutzbarmachung der durch Untersuchungen gewonnene Erkenntnis, daß ein wesentlicher Teil der Meßfehler der bisher benutzten Blutdruckmeßeinrichtungen auf die individuellen Lautstärke-Unterschiede der Korotkoff-Töne zurückzuführen ist und daß die Lautstärke der Korotkoff-Ton-Folgen und mindestens auch eines Teils der Störgeräusche stark mit dem Blutdruck der untersuchten Person korreliert ist.

Es wurde eine Vergleichsuntersuchung durchgeführt, bei der die mit der erfundungsgemäßen Blutdruckmeßeinrichtung gemessenen systolischen und diastolischen Blutdrücke mit den Blutdrücken verglichen wurden, die von erfahrenen Ärzten nach der konventionellen Methode unter Verwendung eines Stethoskops ermittelt wurden. Dabei wurden bei ungefähr 500 Personen, unter denen sich auch solche mit anomalen Blutdrücken, insbesondere extrem großen oder kleinen Blutdrücken befanden, Vergleichsmessungen durchgeführt und eine praktisch vollständige Übereinstimmung der beiden Meßverfahren festgestellt.

Zur Klarstellung sei noch bemerkt, daß in den Ansprüchen und der übrigen Beschreibung unter dem Blutdruck und dem Druck in der Luft-Kammer stets der bezüglich dem Umgebung-Lufdruck gemessene Überdruck zu verstehen ist.

Die Erfindung und weitere aus dieser hervorgehende Vorteile sollen nun anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels erläutert werden. In der Zeichnung zeigt die

Fig. 1 eine Draufsicht auf eine Blutdruckmeßeinrichtung, die

Fig. 2 ein Blockschaltbild der Blutdruckmeßeinrichtung, die

Fig. 3 ein Schaltbild der wichtigsten zur Festlegung des veränderbaren Schwellwertes dienenden elektronischen Schaltungsmittel, die

Fig. 4 ein Diagramm zur Veranschaulichung des zeitlichen Druckverlaufs bei einer Blutdruckmessung, die

Fig. 5 ein Diagramm zur Veranschaulichung des zeitlichen Verlaufs des Schwellwertes und der Korotkoff-Ton-Signale bei einer Blutdruckmessung und die

Fig. 6 ein die Fig. 5 entsprechendes Diagramm, aber für eine Messung an einer Person mit höherem Blutdruck.

Die Blutdruckmeßeinrichtung, von der in Fig. 1 eine Ansicht und in der Fig. 2 ein Blockschaltbild dargestellt ist, weist eine am Arm einer zu untersuchenden Person befestigbare Manschette 1 auf. Diese ist mit einer dichten, deformierbaren, durch einen Gummibeutel gebildeten Luft-Kammer 3 sowie einem Mikrofon 5 versehen. Eine Leitung 7 ist einenends dauernd mit der Manschette 1 verbunden und andernends über eine Steck-Kupplung 9 lösbar mit einem Gerät 11 verbunden. Dieses weist ein starres Gehäuse 13 auf, an dem ein Luft-Anschluß 15 sowie ein elektrischer Anschluß 17 befestigt sind. Die Kammer 3 ist durch einen in der Leitung 7 vorhandenen Schlauch mit dem Luft-An-

schluß 15 und das Mikrofon 5 durch ein zur Leitung 7 gehörendes Kabel mit dem elektrischen Anschluß 17 verbunden. Das Gehäuse 13 ist mit einem Gewindestutzen 13a versehen, an dem mit einer Überwurfmutter 19 eine Pumpe 21 mit einem im wesentlichen zylindrischen Pump-Balg aus Gummi lösbar befestigt ist. Das Gerät weist ferner drei Drucktastenschalter 23, 25, 27, eine digitale Anzeige-Einheit 29 und verschiedene, im Innern des Gehäuses 13 untergebrachte, pneumatische Bauteile und elektronische Schaltungsmittel auf.

Die Luft-Kammer 3 ist durch den in der Leitung 7 vorhandenen Schlauch und durch im Gerät 11 vorhandene Luft-Leitungen über ein Rückschlagventil 35 mit der Pumpe 21 sowie ferner mit einem elektrisch steuerbaren Abström-Ventil 37 und einem Drucksensor 39 verbunden. Die Pumpe 21 ist noch mit einem Rückschlagventil 41 aufweisenden Lufteinlaß versehen. Die beiden Rückschlagventile 35 und 41 sind derart geschaltet, daß man durch abwechselndes, manuelles Zusammendrücken und Freigeben des Pump-Balgens Luft aus der Umgebung ansaugen und in die Luft-Kammer 3 pumpen kann.

Das Mikrofon 5 ist elektrisch mit dem Eingang eines Verstärkers 51 verbunden, dessen Ausgang mit dem Eingang eines Diskriminators 53 verbunden ist. Der Ausgang des Diskriminators 53 ist mit einem Steuer-Teil 55 verbunden.

Der zur Erzeugung von einer ein Maß für den Druck gebenden, elektrischen Variablen dienende Drucksensor 39 enthält eine Meßwandler-Brückenschaltung, die aus piezoresistiven Elementen gebildet und mit dem Eingang eines Verstärkers 57 verbunden ist. Dessen Ausgang ist mit dem Diskriminator 53 und sowohl über eine Differenzierschaltung 59 als über eine diese überbrückende Parallel-Verbindung mit dem Steuer-Teil 55 verbunden. Der Drucksensor 39 ist noch mit einer Vorrichtung für den automatischen Null-Abgleich versehen, die auch noch durch eine Leitung mit einem Ausgang des Steuer-Teils 55 verbunden ist. Der Ausgang der Differenzierschaltung 59 ist mit einem Eingang eines Reglers 61 verbunden. Der Steuer-Teil 55 ist ebenfalls mit einem Eingang des Reglers 61 verbunden, dessen Ausgang mit dem elektromagnetischen Betätigungsorgan des Abström-Ventils 37 verbunden ist.

Der Steuer-Teil 55 weist zwei Anschlüsse auf, die je mit einem einen Analog-Speicher 63 bzw. 65 bildenden Kondensator verbunden sind. Der Steuer-Teil ist ferner mit einem unter anderem einen Analog/Digital-Wandler enthaltenden Anzeigesteuer-Teil 67 verbunden, der seinerseits mit der Anzeige-Einheit 29 verbunden ist. Der Steuer-Teil 55 ist zudem mit einem Eingang eines Herzfrequenzmessers 71 verbunden, der einen Speicher aufweist. Der Drucktastenschalter 23 ist mit dem Steuer-Teil 55 und der Drucktastenschalter 25 mit dem Anzeigesteuer-Teil 67 verbunden. Ferner ist eine eine Batterie enthaltende Speisespannungsquelle 73 vorhanden, die mit den Speisespannungsanschlüssen der verschiedenen aktiven Elemente und dem Massenan schlüß verbunden ist.

Der Drucktastenschalter 27 und auch der Steuer-Teil 55 sind mit der Speisespannungsquelle 73 verbunden, die abgesehen von der Batterie noch gewisse Logik-Elemente und einen Regler zur Stabilisierung der Speise-Spannung aufweist. Die Batterie ist in einem mit einem Deckel abschließbaren Batteriefach untergebracht.

Nun soll anhand der Fig. 3 das Schaltschema des

Diskriminators 53 und einiger mit ihm verbundener, elektronischer Bauteile erläutert werden.

Das Mikrofon 5 ist, wie bereits erwähnt, mit dem Verstärker 51 verbunden, und zwar über einen Kondensator 81 mit dem nicht-invertierenden Verstärker-Eingang, der ferner über einen Widerstand 85 mit der elektrischen Masse verbunden ist. Das Mikrofon 5 ist über einen Widerstand 83 und der invertierende Eingang des Verstärkers 51 direkt mit Bauteilen des Diskriminators 53 verbunden.

Der Ausgang des Verstärkers 51 ist über zwei zum Diskriminator 53 gehörende, parallel geschaltete, entgegengesetzte Durchlaßrichtungen aufweisende Dioden 91 und 93 mit dem nicht-invertierenden Eingang 95a eines Differential-Verstärkers 95 verbunden. Der Eingang 95a ist ferner über einen Widerstand 97 und einen diesem parallel geschalteten Kondensator 99 mit der vom invertierenden Eingang des Verstärkers 51 kommenden Verbindung sowie über einen Widerstand 101 und einen mit diesem in Serie geschalteten Kondensator 103 mit der Masse verbunden. Der Ausgang des Verstärkers 51 ist noch über eine dritte Diode 105 und vier mit dieser und miteinander in Serie geschaltete Widerstände 107, 109, 111, 113 mit der Masse verbunden. Die miteinander verbundenen Anschlüsse der Widerstände 107, 109 sind mit einer Elektrode 115a eines Kondensators 115 verbunden, dessen andere Elektrode 115b mit dem Plus-Pol der Speisestrahlungsquelle verbunden ist. Dem Widerstand 109 ist ein manuell betätigbarer Schalter 117 parallel geschaltet. Dieser ist im Batteriefach des Gerätes 13 angeordnet und nur zugänglich, wenn der das Batteriefach normalerweise abschließende Deckel geöffnet oder entfernt ist. Die miteinander verbundenen Anschlüsse der beiden Widerstände 109 und 111 sind mit dem invertierenden Eingang 95b des Verstärkers 95 verbunden. Ein Schalt-Transistor 119 weist einen mit der Kondensator-Elektrode 115a verbundenen Emitter und einen Collector auf, der sowohl mit den miteinander verbundenen Anschlüssen der beiden Widerstände 111, 113 als auch über einen Widerstand 121 mit dem Ausgang des Verstärkers 57 verbunden ist. Die Basis des Transistors 119 ist über einen Widerstand 123 mit einem Ausgang des Steuer-Teils 55 verbunden. Der Ausgang 95c des Verstärkers 95 ist mit dem Eingang des Steuer-Teils 55 verbunden.

Die Kondensatoren 81, 99, 103 und 115 können beispielsweise Kapazitäten von 3,3 nF, 10 nF, 4,7  $\mu$ F, 3,3  $\mu$ F haben. Die Widerstände können beispielsweise die folgenden Widerstandswerte aufweisen:

der Widerstand 83	470 k $\Omega$
der Widerstand 85	22 M $\Omega$
der Widerstand 97	100 k $\Omega$
der Widerstand 101	1 k $\Omega$
der Widerstand 107	4,7 k $\Omega$
der Widerstand 109	6,8 M $\Omega$
der Widerstand 111	3,3 M $\Omega$
der Widerstand 113	2,2 k $\Omega$
der Widerstand 121	10 k $\Omega$
der Widerstand 123	22 M $\Omega$

Bei den drei Dioden 91, 93 und 105 handelt es sich um identische Siliziumdiode, beispielsweise Dioden des Typs 1 N 4148. Als Schalt-Transistor 119 kann beispielsweise der Transistor BC 214 eingesetzt werden.

Der Steuer-Teil 55 ist zur Hauptsache aus einem integrierten Schaltkreis gebildet, der eine Anzahl Kipp-

und Torschaltungen zur Ausübung logischer Operationen aufweist. Der Steuer-Teil 55 weist ferner an den integrierten Schaltkreis angeschlossene elektronische Bauteile, insbesondere zur Festlegung verschiedener Zeitintervalle dienende Kondensatoren auf. Der Steuer-Teil 55 dient zur Überwachung und Steuerung verschiedener zeitlicher Funktions-Abläufe und auch zur Erkenntnis gewisser Störungen.

Nun soll die Arbeitsweise der Blutdruckmeßeinrichtung erläutert werden. Dabei wird zunächst anhand der Fig. 4, in der die Kurve 131 die Abhängigkeit des Druckes  $p$  in der Luft-Kammer 3 von der Zeit  $t$  für eine Messung wiedergibt, das allgemeine Meßverfahren beschrieben. Danach werden dann anhand der Fig. 5 und 6 noch gewisse Einzelheiten näher erörtert.

Für die Durchführung einer Blutdruckmessung wird die mit dem Gerät 11 verbundene Manschette 1 an einem Glied, üblicherweise einem Arm einer zu untersuchenden Person befestigt. Danach wird das Gerät durch ein kurzes Drücken des EIN/AUS-Drucktastenschalters 27 in Betrieb gesetzt. Im danach folgenden Zeitintervall, in dem das Ventil 37 ganz offen und die Luft-Kammer 3 drucklos ist, wird der Drucksensor 39 durch die zu ihm gehörende Null-Abgleich-Vorrichtung automatisch auf Null abgeglichen. Daraufhin wird durch manuelles Betätigen der Pumpe 21 stößweise Luft in die Kammer 3 gepumpt, so daß der Druck  $p$  in dieser ansteigt. Das Ventil 37 wird während des Aufpumpvorganges durch den Steuer-Teil 55 automatisch geschlossen. Im übrigen wird der Druck während des Aufpumpvorganges durch die Anzeige-Einheit 29 fortlaufend in konstanten Zeitabständen in digitaler Form angezeigt, so daß festgestellt werden kann, wenn der Druck über dem erwarteten systolischen Druck  $p_s$  liegt.

Das Ventil 37 bleibt nach dem letzten Pumpstoß noch während einer fest vorgegebenen, beispielsweise 1 bis 2 Sekunden betragenden Zeitdauer geschlossen und wird danach durch den Steuer-Teil 55 geöffnet und durch den Regler 61 derart geregelt, daß der Druck  $p$  mit einer konstanten Rate abnimmt, die etwa 300 bis 500 Pa/s beträgt. Während eines Teils des linearen Druckabfalls treten durch die Herzschläge verursachte Druckschwankungen auf, die durch die Differenzierschaltung 59 und im Steuer-Teil 55 vorhandene Schaltungsmittel erfaßt und in eine Folge von Impulsen umgewandelt werden, die dann zur Messung der Herz- oder Pulsfrequenz dem Herzfrequenzmesser 71 zugeführt werden.

Während eines gewissen Teils des linearen Druckabfalls erzeugt das Blut in der durch die Manschette 1 zusammengedrückten Arterie auch noch eine Folge von Korotkoff-Tönen. Dabei werden elektrische Korotkoff-Ton-Signale gebildet und im Diskriminator 53 mit einem variablen Schwellwert  $U_R$  verglichen.

Bei den den Schwellwert übersteigenden Korotkoff-Ton-Signalen führt der Diskriminator 53 dem Steuer-Teil 55 Impulse zu. Der Steuer-Teil 55 bewirkt dann, daß beim ersten, den Schwellwert  $U_R$  erreichen oder übersteigenden Signal einer Korotkoff-Ton-Folge der momentane Wert des Druckes  $p$  als systolischer Druck  $p_s$  erfaßt und in dem als Speicher dienenden Kondensator 63 gespeichert wird. Der Steuer-Teil 55 bewirkt des weiteren, daß bei jedem den Schwellwert  $U_R$  erreichen oder übersteigenden Korotkoff-Ton-Signal der Momentanwert des Druckes  $p$  erfaßt und in dem als Speicher dienenden Kondensator 65 gespeichert wird. Nach der Erfassung und Speicherung des letzten

Druckwertes, der den diastolischen Druck  $P_D$  bildet, bewirkt der Steuer-Teil 55 nach einer bestimmten vorgegebenen Zeit, die beispielsweise 3 bis 6 Sekunden beträgt, daß das Ventil 37 vollständig geöffnet wird und der Druck  $p$  rasch auf Null abfällt.

Der Steuer-Teil 55 führt bei der Verarbeitung der Korotkoff-Ton-Signale auch noch gewisse Kontrollen und Operationen zur Vermeidung von Meßfehlern aus. Hier wäre zunächst zu erwähnen, daß ein Kanal, durch den die Ton-Signale die Druckerfassung und -speicherung auslösen können, während des Aufpump-Vorganges und nach dessen Beendigung noch bis zum Ablauf eines fest vorgegebenen, beispielsweise 1 bis 3 Sekunden betragenden Zeitintervalls gesperrt wird. Die Speicher 63, 65 werden daher erst nach dem Ablauf dieses Zeitintervalls für die Speicherung des systolischen bzw. diastolischen Druckes freigegeben. Falls das erste Ton-Signal bereits kurze Zeit nach der Beendigung des Aufpumpvorganges bzw. nach dem Regeleingang des Ventils 37 erscheint, beispielsweise vor dem Ablauf eines vom Pumpenende aus gemessenen, vorgegebenen Zeitintervalls von 2 bis 4 Sekunden, wird das Ventil 37 wieder geschlossen und durch die Anzeige-Einheit 29 signalisiert, daß die Luft-Kammer noch mehr aufgepumpt werden sollte. Des weiteren werden nur solche im Ton-Kanal auftretende Signale echten Korotkoff-Tönen zugeordnet, deren zeitlicher Abstand einen vorgegebenen, im Bereich von 1 bis 2,5 Sekunden liegenden und beispielsweise 1,5 Sekunden betragenden Maximalwert nicht überschreitet.

Während des Meßvorganges wird das Auftreten von Korotkoff-Tönen jeweils optisch durch die Anzeige-Einheit 19 signalisiert. Am Ende einer Messung können der systolische Druck, der diastolische Druck und die Herzfrequenz durch kurzes Drücken des Drucktastenschalters 23 zyklisch zur Anzeige gebracht werden. Die Anzeige-Einheit zeigt die Werte dabei in digitaler Form an, wobei mittels des Drucktastenschalters 25 gewählt werden kann, ob der Druck in Kilopascal oder Torr angezeigt werden soll.

Nachdem nun die allgemeine Arbeitsweise der Einrichtung dargelegt wurde, soll noch die Bildung des Schwellwertes  $U_R$  näher erörtert werden. Der Schwellwert ist sowohl vom Druck  $p$  in der Kammer 3 als auch von der Höhe der Lautstärke der Korotkoff-Töne abhängig.

Die vom Mikrofon 5 beim Auftreten von Korotkoff-Tönen erzeugten elektrischen Niederfrequenz-Signale werden vom Verstärker 51 verstärkt, der zusammen mit den zugehörigen Widerständen und Kondensatoren gleichzeitig auch noch als Filter dient. Am Ausgang des Verstärkers 51 erscheint bezüglich der elektrischen Masse bei jedem Korotkoff-Ton ein elektrisches Korotkoff-Ton-Signal, das durch ein Wellenpaket, d. h. eine während einer gewissen Zeitdauer auftretende, bezüglich Masse alternierende Wechselspannung  $U_K$  gebildet ist. Die als Gleichrichter wirkende Diode 105 leitet die bezüglich Masse positiven Halbwellen der Wechselspannung  $U_K$  an das die Widerstände 107, 109, 111, 113 und den Kondensator 115 aufweisende  $RC$ -Netzwerk weiter. An der Kathode der Diode 105 erscheint daher bei jedem Korotkoff-Ton die positive Hälfte eines Wellenpaketes. Diese bezüglich der Masse pulsierende Gleichspannung sei als  $U_D$  bezeichnet. In den verschiedenen Messungen betreffenden Fig. 5 und 6 ist je eine sich über ein gewisses Intervall der Zeit  $t$  erstreckende Folge 141 bzw. 161 durch die Diode 105 übertragener Korotkoff-Ton-Signale veranschaulicht.

Dabei ist jedem Korotkoff-Ton ein Strich zugeordnet, dessen Höhe gleich dem maximalen Spitzenwert, d. h. der größten Amplitude der beim betreffenden Korotkoff-Ton von der Diode durchgelassenen Halbwellen ist.

Die beiden parallel geschalteten, entgegengesetzte Durchlaßrichtungen aufweisenden Dioden 91, 93 ergeben keine Gleichrichtung, sondern haben den Zweck, die von ihnen zum Verstärkereingang 95a weitergeleitete Wechselspannung  $U_{DD}$  derart zu ändern, daß bezüglich der Masse ihre positiven Halbwellen in bezug auf Amplitude und Form möglichst gut mit den von der Diode 105 durchgelassenen Signalen übereinstimmen. Der Verstärker 95 ist im wesentlichen als Schmitt-Trigger oder Spannungsvergleicher-Schaltung ausgebildet und erzeugt jedesmal, wenn die Wechselspannung  $U_{DD}$  den durch eine bezüglich Masse variierende Gleichspannung dargestellten Schwellwert  $U_R$  erreicht oder übersteigt, einen im wesentlichen rechteckigen Impuls. Bei jedem Korotkoff-Ton, bei dem der Spitzenwert von  $U_{DD}$  und damit auch von  $U_D$  mindestens gleich die Größe des Schwellwertes  $U_R$  erreicht, liefert der Verstärker 95 einen Impuls oder meistens ein ganzes Paket von Impulsen an den Steuer-Teil 55.

In den Fig. 5 und 6 sind zusätzlich zu den Korotkoff-Ton-Signal-Folgen 141 bzw. 161 noch Kurventeile 143, 145, 147 bzw. 163, 165, 167 dargestellt. Diese zeigen den zeitlichen Verlauf der dem Eingang 95b des Verstärkers 95 zugeführten, den Schwellwert  $U_R$  darstellenden, bezüglich Masse gemessenen Gleichspannung.

Wie erwähnt, wird die Luft-Kammer 3 während eines bald nach dem Aufpumpvorgang beginnenden Zeitraumes derart entlüftet, daß ihr Druck linear mit der Zeit abnimmt. Dementsprechend nimmt die am Ausgang des Verstärkers 57 vorhandene, zum Druck proportionale Gleichspannung  $U_p$  linear mit der Zeit ab. Solange im Anfangsteil der Entlüftungsphase am Ausgang des zum Ton-Kanal gehörenden Verstärkers 51 noch keine Signale auftreten, ist die bezüglich Masse gemessene Spannung  $U_p$  beim Knotenpunkt, bei dem die drei Widerstände 111, 113, 121 miteinander verbunden sind, in sehr guter Näherung proportional zum Druck  $p$ . Die den Schwellwert  $U_R$  darstellende Spannung ist während dieses Teils des Entlüftungsvorganges nur geringfügig von der Stellung des Schalters 117 abhängig und insbesondere in guter Näherung für beide Stellungen des Schalters 117 proportional zum Druck. Für die geraden Kurventeile 143 und 163 und deren gestrichelte Verlängerungen 143a bzw. 163a gelten daher in guter Näherung die Beziehungen:

$$U_x = c_x p \quad (1)$$

$$U_R = c_R p \quad (2)$$

Dabei sind  $c_x$  und  $c_R$  Konstanten ähnlicher Größe und näherungsweise für beide Stellungen des Schalters 117 gleich.

Die dem Verstärkereingang 95b zugeführte, den Schwellwert  $U_R$  darstellende Spannung bildet also eine lineare Funktion des Druckes  $p$ , ist sogar proportional zum Druck  $p$ , und nimmt vor dem Auftreten von Ton-Signalen linear mit der Zeit ab.

Wenn nun am Ausgang des Verstärkers 51 Korotkoff-Ton-Signale oder eventuell Störsignale auftreten, hängt deren Einfluß auf den Schwellwert davon ab, ob sie, oder genauer gesagt, die maximalen Spitzenwerte, d. h.

Amplituden der Spannung  $U_k$  die Kurven 143 bzw. 163 übersteigen oder nicht. Wenn die Spitzenwerte der am Ausgang des Verstärkers 51 auftretenden Signale die Kurven 143 bzw. 163 nicht übersteigen, d. h. kleiner sind als der momentane Schwellwert  $U_R$  sperrt die Diode 105 die Verbindung, die vom Ausgang des Verstärkers 51 zum  $RC$ -Netzwerk mit den Widerständen 107, 109, 111, 113, 121 und dem Kondensator 115 führt. Der Schwellwert ist dann weiterhin ausschließlich vom Druck  $p$  abhängig.

Sobald nun am Ausgang des Verstärkers 51 ein Signal erscheint, bei dem der Spitzenwert der Wechselspannung  $U_k$  die momentane Größe des Schwellwertes  $U_R$  übersteigt, wird die Diode 105 vorübergehend leitend. In dem den Kondensator 115 aufweisenden  $RC$ -Netzwerk findet dann eine Überlagerung oder Vermischung der vom Verstärker 57 gelieferten, zum Druck  $p$  proportionalen Gleichspannung  $U_p$  und der pulsierenden Spannung  $U_D$  statt.

Im folgenden wird, solange nichts Gegenteiliges gesagt wird, angenommen, der Schalt-Transistor 119 befindet sich in seinem Sperr-Zustand. Dementsprechend ist das vom Transistor 119 gebildete elektronische Schaltorgan offen.

Die Widerstände 113 und 121 sind wesentlich kleiner, nämlich Größenordnungsmäßig 100 bis 10 000 mal kleiner als die Widerstände 109 und 111. Die Spannung  $U$ , beim Knotenpunkt, bei dem die drei Widerstände 111, 113, 121 miteinander verbunden sind, ist demzufolge praktisch unabhängig von der Größe der Spannung  $U_k$  und also auch beim Auftreten hoher Korotkoff-Ton-Signale nahezu ausschließlich vom Druck abhängig. Die durch die Formel (1) gegebene Beziehung gilt also in guter Näherung auch beim Auftreten von  $U_R$  übersteigenden Ton-Signalen. Wenn Korotkoff-Ton-Signale auftreten, die den Schwellwert und damit auch die Spannung  $U_k$  übersteigen, hat also die Spannung  $U$ , näherungsweise den Verlauf, der durch die gestrichelten Verlängerungen 143a, 163a der geraden Kurventeile 143, 163 wiedergegeben ist.

Bei jedem Korotkoff-Ton, bei dem die Spannung  $U_k$  die momentane Größe des Schwellwertes  $U_R$  übersteigt, wird der Schwellwert nahezu sprungartig erhöht und sinkt dann exponentiell wieder ab. Dieser zeitliche Verlauf des Schwellwertes wird in den Fig. 5 und 6 durch die Kurventeile 145, 147, 165, 167 wiedergegeben. Dabei gelten die Kurven 145, 165 für den Fall, daß der Schalter 117, wie in der Fig. 3 dargestellt, geschlossen ist. Wenn der Schalter 117 dagegen offen ist, hat der Schwellwert den durch die Kurventeile 147, 167 dargestellten Verlauf.

Bei dem nach einer sprungartigen Erhöhung exponentiell mit der Zeit verlaufenden Abfall des Schwellwertes strebt dieser gegen einen zeitlich veränderlichen Minimalwert, dessen Verlauf durch die gestrichelten Verlängerungen 143a, 163a der geraden Kurventeile 143 bzw. 163 gegeben ist und der also zum momentanen Druck proportional ist.

Die Zeitkonstante, mit der der Schwellwert bei den erwähnten sprungartigen Erhöhungen ansteigt, ist näherungsweise unabhängig von der Stellung des Schalters 117 und beträgt höchstens 100 Millisekunden, beispielsweise 5 bis 30 Millisekunden.

Dagegen sind die Zeitkonstanten, mit denen der Schwellwert nach den sprungartigen Erhöhungen abfällt, stark von der Stellung des Schalters 117 abhängig. Bei geschlossenem Schalter 117 beträgt die Abfall-Zeitkonstante höchstens 15 Sekunden und min-

destens 5 Sekunden, beispielsweise 10 Sekunden. Bei offenem Schalter 117 beträgt die genannte Abfall-Zeitkonstante mindestens 20 Sekunden und höchstens 50 Sekunden, nämlich beispielsweise 30 Sekunden. Die Abfall-Zeitkonstante beträgt also bei geschlossenem Schalter 117 etwa 10% bis 75% und vorzugsweise 40 bis 60% der bei offenem Schalter vorhandenen Abfall-Zeitkonstante.

Auch die bei den sprungartigen Erhöhungen des Schwellwertes stattfindenden Schwellwert-Vergrößerungen sind von der Stellung des Schalters 117 abhängig. Wenn der Schalter 117 geschlossen ist, nähert sich der Schwellwert bei den sprungartigen Erhöhungen näher an die Spitzenwerte der Korotkoff-Ton-Signale an als bei offenem Schalter. Da bei den sprungartigen Erhöhungen der Kondensator 115 über die Diode 105 und den Widerstand 107 aufgeladen werden muß, findet bei den Erhöhungen eine gewisse Integration und Mittelung statt.

Wenn einige aufeinanderfolgende, den Schwellwert  $U_R$  übersteigende Ton-Signale eine konstante Größe haben, wie es im mittleren Teil der Korotkoff-Ton-Signal-Folge 161 der Fall ist, strebt der Schwellwert  $U_R$  gegen einen oberen Grenzwert. Dieser ist mindestens näherungsweise zur Größe der Korotkoff-Ton-Signale proportional. Bei geschlossenem Schalter 117 beträgt der Grenzwert 50 bis 90% und beispielsweise ungefähr 75% des Spitzenwertes des jeweiligen Ton-Signales. Bei offenem Schalter 117 beträgt der besagte obere Grenzwert 20 bis 40%, beispielsweise ungefähr 30% der Spitzenwerte der Korotkoff-Ton-Signale.

Der Verstärker 51 ist derart ausgebildet, daß er die an seinem Ausgang auftretende Wechselspannung  $U_k$  und damit auch die Spannungen  $U_D$  und  $U_{DD}$  begrenzt. Der Spannungs-Spitzenwert der von der Diode 105 durchgelassenen Halbwellen hat daher im Maximum einen fest vorgegebenen Wert  $U_{max}$ .

Wie bereits erläutert, wird der systolische Druck in demjenigen Zeitpunkt gemessen, in dem das erste mindestens die Größe des Schwellwertes  $U_R$  erreichende Korotkoff-Ton-Signal auftritt. Dies ist unabhängig von der Stellung des Schalters 117 für das Signal 141a der Folge 141 bzw. das Signal 161a der Folge 161. Wie ebenfalls bereits erörtert, wird der diastolische Druck in demjenigen Zeitpunkt erfaßt, in dem das letzte den Schwellwert übersteigende Korotkoff-Ton-Signal auftritt. Bei geschlossenem Schalter 117 ist dies das Signal 141b der Folge 141 bzw. das Signal 161b der Folge 161. Die Signale 141b, 161b entsprechen dem sogenannten vierten Korotkoff-Ton, d. h. dem Ton, nach welchem dann die Lautstärke stark abfällt. Bei offenem Schalter 117 wird der diastolische Druck beim Korotkoff-Ton-Signal 141c bzw. 161c gemessen. Diese Signale 141c, 161c entsprechen dem sogenannten fünften Korotkoff-Ton, der wesentlich leiser und auch tiefer ist als der vierte Korotkoff-Ton. Bei offenem Schalter 117 wird demzufolge, bei sonst gleichen Verhältnissen, ein kleinerer diastolischer Druck gemessen als bei geschlossenem Schalter 117.

Wie bereits in der Einleitung erwähnt wurde, kann die maximale Lautstärke der Korotkoff-Töne von Patient zu Patient beträchtlich variieren, wobei die Lautstärke-Maxima innerhalb eines ungefähr oder mehr als eine Dekade umfassenden Bereiches verteilt sind. Die Lautstärke hängt dabei etwas von der Armdicke und vor allem vom Blutdruck der untersuchten Person ab. Bei Personen mit hohem Blutdruck ist die Lautstärke im allgemeinen beträchtlich größer als bei Personen mit

durchschnittlichem oder gar extrem niedrigem Blutdruck.

Die Diagramme in den beiden Fig. 5 und 6 sind derart dargestellt, daß identische Werte der Zeit  $t$  dem gleichen Druck  $p$  entsprechen. Bei dem in der Fig. 6 dargestellten Diagramm tritt nun die Korotkoff-Ton-Folge 161 in einem bei höheren Drücken liegenden Druckbereich auf als die Folge 141 bei dem in der Fig. 5 dargestellten Diagramm. Dementsprechend sind auch die Korotkoff-Ton-Signale der Signal-Folge 161 im 10 allgemeinen höher als bei der Signal-Folge 141. Bei der Signal-Folge 161 wurde bei einigen Korotkoff-Ton-Signalen ein Teil, der bei linearer Verstärkung den Grenzwert  $U_{max}$  übersteigen hätte, abgeschnitten. Der 15 zum Druck  $p$  proportionale Teil des Schwellwertes  $U_R$  der durch den geraden Kurven-Teil 143 bzw. 163 dargestellt wird, ist beim Ton-Signal 161a, bei dem bei der Signal-Folge 161 der systolische Blutdruck gemessen wird, höher als beim Signal 141a der Signal-Folge 141.

Während des Aufpumpvorganges werden durch das Pumpen Störgeräusche erzeugt. Ferner entstehen auch in einem unmittelbar an den Aufpumpvorgang anschließenden Zeitintervall häufig noch starke Störgeräusche. Wie bereits erwähnt, sperrt der Steuer-Teil 55 die 25 Verarbeitung der Ton-Signale während des Aufpumpvorganges und auch noch während eines kurzen auf das Ende des Aufpumpvorganges folgenden Zeitintervalls, so daß die bis dann verursachten Stör-Signale keine Fehlmessungen verursachen können.

Diejenigen Störgeräusche, die erst einige Sekunden nach dem Abschluß des Aufpumpvorganges auftreten, sind im allgemeinen kleiner als die während des Aufpumpvorganges auftretenden Störgeräusche, liegen zum größten Teil unter dem Schwellwert  $U_R$  und werden dementsprechend beim Verstärker 95 gesperrt. Allenfalls den Schwellwert doch noch übersteigende, relativ selten und üblicherweise nur vereinzelt auftretende Stör-Signale ergeben wegen der weiter vorn beschriebenen Arbeitsweise des Steuer-Teils normalerweise keine Meßfehler.

Dadurch, daß der Schwellwert in der beschriebenen Weise verändert wird, kann also erreicht werden, daß der Schwellwert schon bei der Erfassung des systolischen Druckes bei großer Lautstärke der dann folgenden Korotkoff-Töne größer ist als bei kleiner Lautstärke. Auch bei der Messung des diastolischen Druckes ist dann bei großer Lautstärke der Korotkoff-Töne der Schwellwert  $U_R$  größer als bei kleiner Lautstärke. Durch die Veränderung des Schwellwertes ergibt sich also gewissermaßen eine automatische Anpassung der Störgeräusch-Unterdrückung an die individuell verschiedenen Lautstärke-Niveaus. Daher können auch bei Personen, bei denen die Blutdrücke extrem hoch oder extrem niedrig sind und bei denen die Korotkoff-Töne dementsprechend extrem laut bzw. leise sind, Blutdruckmessungen mit einer guten Meßgenauigkeit durchgeführt werden.

Die optimale Größe der Konstanten  $c_a$ ,  $c_R$  ist von der Empfindlichkeit des Mikrofons und vom Verstärkungsfaktor des Verstärkers 51 abhängig. Bei der Konzeption der Einrichtung und insbesondere bei der Bemessung der Widerstände und Kondensatoren können die Konstanten  $c_a$ ,  $c_R$  beispielsweise dadurch festgelegt werden, daß man bei einer Anzahl Personen, deren Blutdrücke und Korotkoff-Ton-Lautstärken über einen großen Bereich verteilt sind, am Ausgang des Verstärkers 51 die Größe der Korotkoff-Ton-Signale

sowie auch die Größe der Stör-Signale mißt und statistisch auswertet. Danach können die Konstanten  $c_a$ ,  $c_R$  derart festgelegt werden, daß einerseits alle oder mindestens ein großer Teil der beim systolischen Druck auftretenden Korotkoff-Ton-Signale die Spannungen  $U_a$  und  $U_R$  überschreiten, und andererseits möglichst viele Stör-Signale unterhalb des zeitlich variablen Schwellwertes zu liegen kommen. Bei einem Ausführungsbeispiel der Blutdruckmeßeinrichtung wurde für die Konstante  $c_R$  ungefähr ein Wert von  $7,5 \cdot 10^{-6} \text{ V/Pa}$  gewählt. Das Verhältnis  $U_{max}/c_R$  kann beispielsweise einen zwischen  $1 \cdot 10^5$  und  $5 \cdot 10^5 \text{ Pa}$  liegenden Wert aufweisen.

Wie aus der vorangehenden Beschreibung hervorgeht, kann mittels des Schalters 117 gewählt werden, ob der diastolische Druck beim vierten oder fünften Korotkoff-Ton gemessen werden soll.

Wenn nun beispielsweise die Blutdruckmeßeinrichtung von einem unter einer Blutdruckanomalie leidenden Patienten für die Selbstkontrolle des Blutdruckes benutzt wird, hat der den Patienten behandelnde Arzt die Möglichkeit, aufgrund unter Verwendung eines Stethoskops durchgeführter Vergleichsmessungen festzulegen, ob der Patient bei seinen Messungen den diastolischen Blutdruck jeweils beim vierten oder fünften Korotkoff-Ton erfassen soll.

Nun soll noch die mögliche Beeinflussung des Schwellwertes durch Stör-Signale diskutiert werden. Eine derartige Beeinflussung kann höchstens dann stattfinden, wenn die Spannung  $U_R$  bei Stör-Signalen größer als der momentane Schwellwert wird.

Derart hohe Stör-Signale sind vor allem während des Aufpumpvorganges und des unmittelbar darauffolgenden Zeitintervalls zu erwarten. Wie bereits erwähnt, sperrt der Steuer-Teil 55 während des Aufpumpvorganges und eines vorgegebenen, daran anschließenden Zeitintervalls einen in ihm vorhandenen, zur Verarbeitung der Ton-Signale dienenden Kanal, so daß die in diesem Zeitraum auftretenden Signale keine Drück-Speicherung auslösen können. Der Steuer-Teil 55 ist nun aber derart ausgebildet, daß er während des Aufpumpvorganges und des genannten unmittelbar an diesen anschließenden, mindestens 1 Sekunde und beispielsweise etwa 1 bis 3 Sekunden betragenden Zeitintervalls zusätzlich auch noch das durch den Transistor 119 gebildete elektronische Schaltorgan schließt. Die Widerstände 109 und 111 sind dann überbrückt und die beiden Widerstände 107, 113 bilden für die vom Verstärker 51 kommenden Signale einen Spannungsteiler. Wenn man sich den Kondensator 115 zunächst wegdenkt, würde dieser Spannungsteiler die ihm von der Diode 105 zugeführte pulsierende Spannung derart herabsetzen, daß die beim Emitter des Transistors 119 vorhandene Spannung höchstens 50%, beispielsweise etwa 30% der pulsierenden Spannung beträgt, die bei der Verbindung der Diode 105 mit dem Widerstand 107 vorhanden ist.

Wenn man nun noch die Wirkung des Kondensators 115 berücksichtigt, so wird dieser, wenn sich der Transistor 119 in seinem Leit-Zustand befindet, zudem sehr schnell, nämlich mit einer Zeitkonstante von höchstens 20, und beispielsweise 5 bis 10 Millisekunden entladen. Wenn das durch den Transistor 119 gebildete Schaltorgan geschlossen ist, verändern am Ausgang des Verstärkers 51 auftretende Stör-Signale daher den Schwellwert  $U_R$ , auch wenn sie diesen übersteigen, praktisch nicht.

Wenn auch noch dann ein den Schwellwert

Übersteigendes Stör-Signal erscheint, wenn das durch den Transistor 119 gebildete Schaltorgan bereits geöffnet worden ist, kann dieses Stör-Signal zwar eine Erhöhung des Schwellwertes bewirken. Ein solches Stör-Signal kann jedoch höchstens den Grenzwert  $U_{max}$  erreichen. Da der Kondensator 115 beim Aufladen eine gewisse Mittelung ergibt und da derart große Stör-Signale im Gegensatz zu den Korotkoff-Ton-Signalen normalerweise nur einzeln auftreten und auch nur eine kurze Zeitspanne haben, steigt der Schwellwert beim Auftreten eines Stör-Signales auch nicht so hoch an wie beim Auftreten einer Anzahl gleich hoher Korotkoff-Ton-Signale. Insbesondere wenn der Schalter 117 geöffnet ist, steigt der Schwellwert daher bei einem einzelnen Stör-Signal nur wenig über die geraden Kurventeile 143 bzw. 163 an. Falls der Schalter 117 geschlossen ist, findet zwar bei einem Stör-Signal eine stärkere Erhöhung des Schwellwertes statt, der dann aber auch wieder verhältnismäßig schnell gegen die geraden Kurventeile 143 bzw. 163 abfällt.

Die Blutdruckmeßeinrichtung kann in verschiedener Weise variiert werden. Beispielsweise müßte der vom Druck  $p$  abhängige Anteil des Schwellwertes, d.h. die Spannung  $U$ , nicht unbedingt proportional zum Druck  $p$  sein. Der genannte Schwellwert-Anteil könnte nämlich auch in anderer Weise derart mit dem Druck  $p$  verknüpft werden, daß er bei abnehmendem Druck kleiner wird. Der vom Druck abhängige Schwellwert-Anteil könnte beispielsweise bei abnehmendem Druck <sup>10</sup> treppenartig abnehmen.

Es sei auch noch vermerkt, daß die elektronischen Schaltungsmittel natürlich wahlweise durch einzelne, diskrete Komponenten gebildet oder zu integrierten Schaltungen zusammengefaßt werden können. Der <sup>15</sup> Diskriminator 53 könnte also beispielsweise statt aus einzelnen Bauelementen auch ganz oder teilweise aus einer integrierten Schaltung gebildet sein, wobei die letztere auch noch nicht zum Diskriminator gehörende Komponenten aufweisen könnte.

Hierzu 3 Blatt Zeichnungen

ZEICHNUNGEN BLATT 2

Nummer: 3116387  
 Int. Cl. 3: 7/00  
 A 61 B 5/02  
 Veröffentlichungstag: 10. November 1983

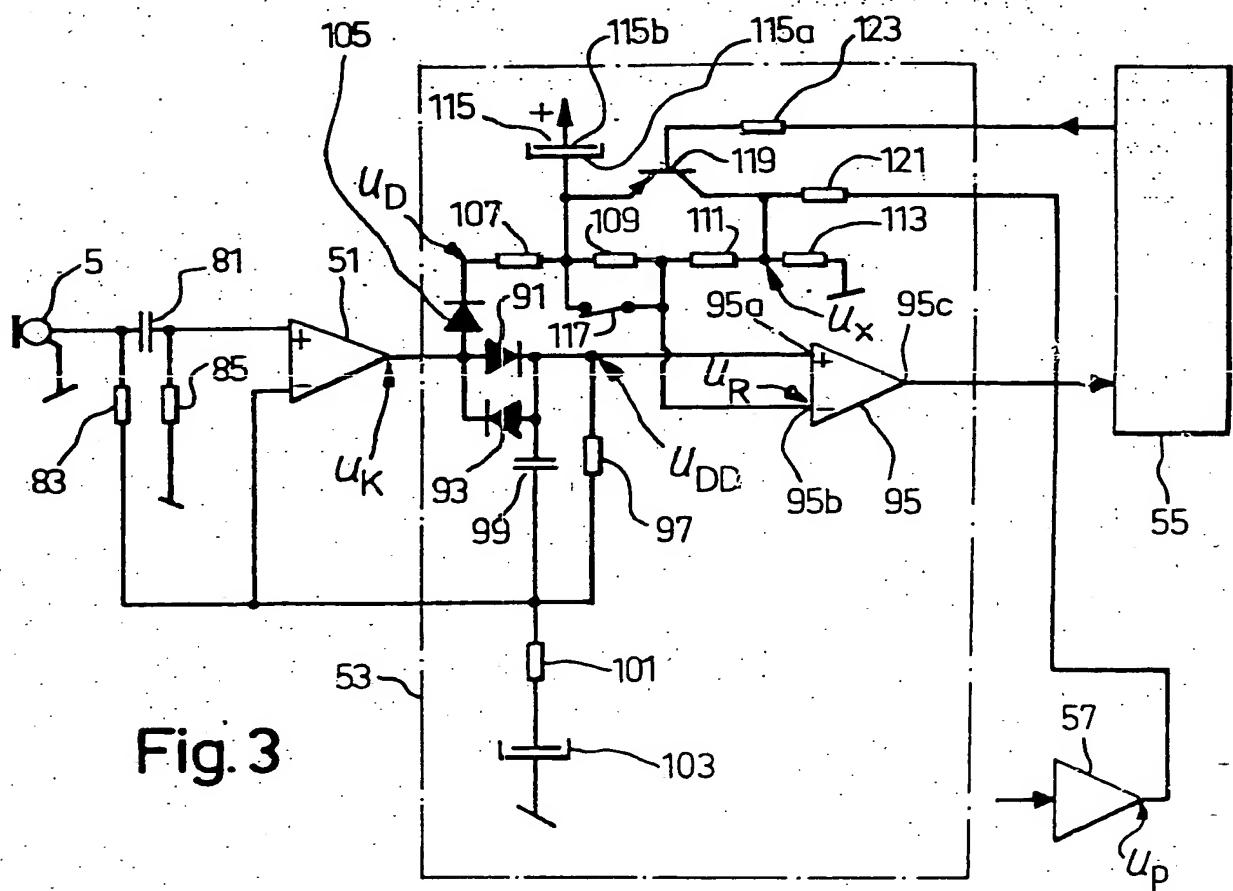


Fig. 3

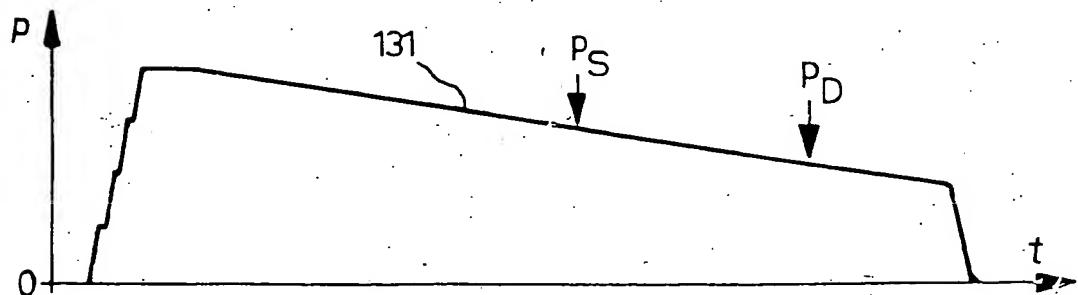
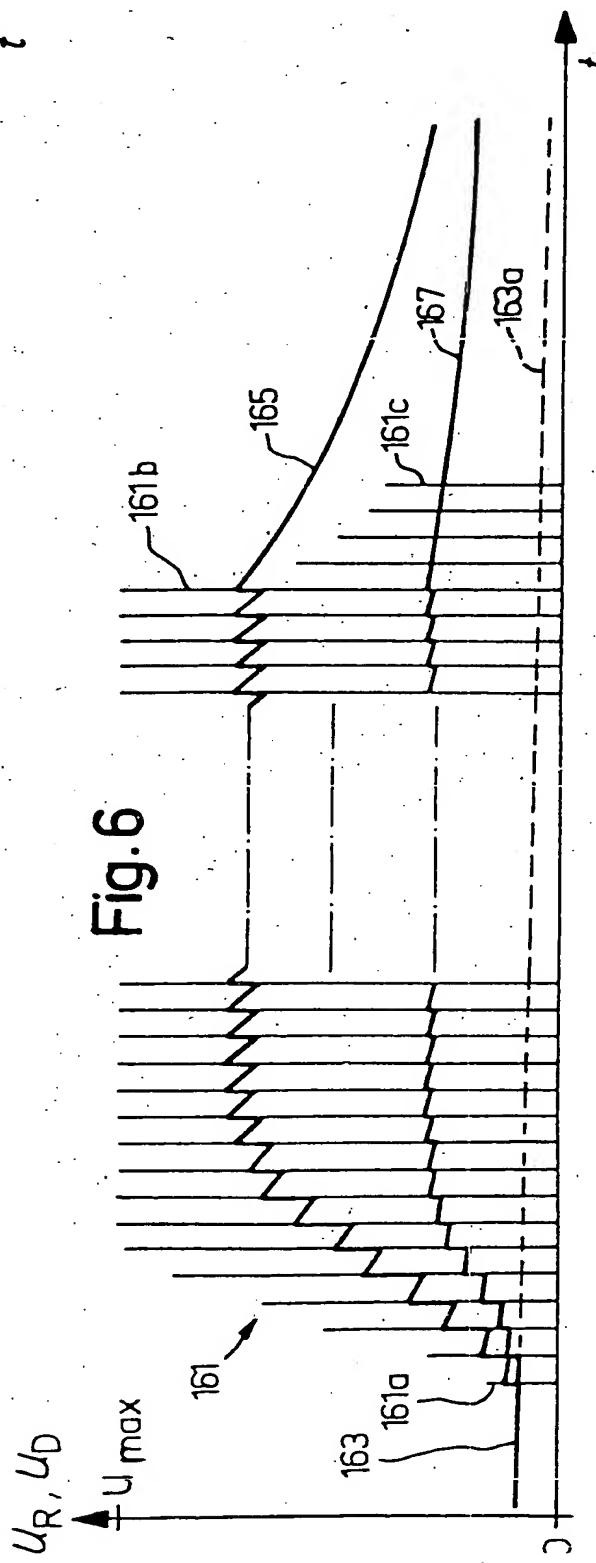
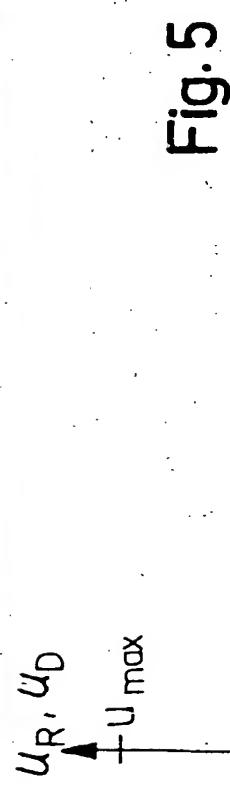


Fig. 4



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**